

内 2-19

早稲田大学大学院理工学研究科

# 博 士 論 文 概 要

## 論 文 題 目

動的心機能計測に関する研究

—— 心拍出量の無侵襲計測と

適応相関フィルタによる呼吸性心拍変動の抽出 ——

申 請 者

木村 裕一

Kimura Yuichi

電気工学専攻 電子工学研究

平成 2 年 12 月

運動中の心臓を観測することによって心臓の機能に関するより多くの情報を獲得できることが知られているが、運動中の測定では被験者の体動などが問題となるので、実用的な心機能測定は問題点を含んでいるのが現状である。また生体計測の特徴として、人体にできるだけ傷をつけることなく測定を行う無侵襲計測が好ましいが、無侵襲計測では体表面から間接的に測定を行うことになり、測定に際して混入する雑音が直接的な、すなわち侵襲的な測定に比べて増加する。この点も運動中における心機能の測定を困難にしている原因である。このような現状を鑑みて、本研究では運動下における心臓のパラメータを無侵襲に測定するための手段の開発を目的とした。一つは心拍出量の無侵襲計測システムの構築であり、一つは呼吸性心拍変動の抽出手法の開発である。本論文は四章より構成されている。

第一章では本研究の社会的背景及び論文全体に対する概観を述べた。

第二章では生理学的不活性ガスの呼吸による心拍出量の無侵襲計測について述べた。心拍出量は心臓から1分間あたりに拍出される血液の量であり、臨床的には通常、被験者の血管内にカテーテルを挿入することによって測定されるために、その測定は病院内に限定されているのが現状である。一方心拍出量は、血液のポンプとしての心臓の機能を端的に表現し得る生体情報であり、運動中における無侵襲的な測定手法の開発は心機能の評価に対して有益である。本論文では生理学的不活性ガス（以下不活性ガスとする）を被験者に呼吸させることによって心拍出量を測定するための理論、これに基づく測定システム、測定結果、本手法の測定精度について検討した。不活性ガスはその安定性から体内において質量は不変である。従って吸入された不活性ガスの全てが呼気と共に呼出される。一方、一定の体積の体組織もしくは血液に溶解する不活性ガスの体積比は、化学的定数として既知である。生体内において肺から体組織への不活性ガスの運搬は血液によって行われていることから、血液中の不活性ガスの濃度を測定することによって体組織への血流量すなわち心拍出量を測定することが可能である。本論文では生体内における不活性ガスの挙動を Mapleson の理論に基づいてモデル化を行った後、実測を目的としてモデルを簡略化した。この過程において、各体組織への血流量及び、不活性ガスの蓄積における時定数を考慮した。この結果、濃度がステップ状に変化する不活性ガスを吸入した際の呼気中のガス濃度の変化から、心拍出量を算出するための計算式を導いた。呼気中のガス濃度波形は、二つの指数関数の和となる。

これに基づいた測定システムは実測を目的としたものであり、ステップ状の濃度変化を伴う不活性ガスの供給、心拍出量の算出に必要な呼吸気中の不活性ガス濃度及び分時換気量の測定、得られた各データからの心拍出量の算出が自動的に

行われるように設計されており、また被験者の安全性についても十分に考慮している。システムの構築においては特に呼気中の不活性ガスの濃度変化の時間原点の設定精度が、心拍出量の算出結果に大きく影響する。シミュレーションによれば時間原点の設定精度を 0.5 秒以内に納める必要があり、本システムではこの仕様を満足するように作成されている。またカーブフィッティングの収束性についても注意を払った。

次に本システムを用い、運動中の被験者に対して実測を行い、生理的に妥当な心拍出量の変化を得ることができた。また、臨床的な心拍出量の測定手段である電磁血流量計との比較を行う目的で動物実験を行った。実験においては犬の大動脈に電磁血流量計を装着した下で得られた心拍出量と、本手法による測定結果を比較し、15%の精度が確保されていることが確認された。

さらに本手法による測定精度を明らかにすると共に、測定精度の向上の可能性を探るためにシミュレーションを行った。この結果 300 秒程度の測定が最も効率が良く、特にガス濃度の切り替えが行われた直後に一時的に呼吸の速度を速めることによって、測定精度の向上が可能であることが分かった。また測定系からの雑音をフルスケールに対して 2% に抑えることによって、心拍出量の測定精度を 10% にできることも分かった。この精度は実用的なレベルである。

本手法は無侵襲的であるために、より直接的な手法に比べて精度は劣るものの、心拍出量のモニタとして使用することは可能である。また測定に際して電極などのセンサを被験者に装着する必要が無いことから、特に運動中での測定において優位である。

第三章では適応相関フィルタによる呼吸性心拍変動の測定について述べた。隣合う心拍動の間隔は一定ではなくゆらぎを伴っており、周波数的には低周波、高周波の二成分から構成されている。特に高周波成分である呼吸性心拍変動は自律神経系の活動度を反映した生体信号であり、心拍数の測定が容易であることから、神経系のモニタとして有効である。また自律神経と人の運動能力、運動能力と心機能との関係も生理学的に明らかにされつつあることから、運動中の呼吸性心拍変動を測定することによって、呼吸性心拍変動を指標とした心機能評価の可能性がある。一方呼吸性成分は呼吸に由来したものであり、呼吸速度の変化に伴ってその周波数軸上でのピークは移動する。従ってこれを定常信号として取り扱うことはできない。先行研究における呼吸性心拍変動の検出では、FFT の時間窓の幅を短くする、もしくは被験者に対して呼吸を一定にするように強制することによって呼吸速度の変化に対応している。しかし前者では測定中の呼吸速度の変動を予め予測する必要があり、確実にこれを行うことは困難である。後者では本研究の目的である運動中の測定において呼吸速度を一定にすることは不可能である。

そこで呼吸性心拍変動の検出手法として、入力の変化に対する追従特性を有する適応相関フィルタを使用することとし、その可能性についてシミュレーション及び実測を通して調べた。適応相関フィルタは2入力1出力のフィルタであり、一方の入力（参照入力）と相関のある成分のみを他方の入力（主入力）から抽出するように動作する。従って主入力へは心拍数変動、参照入力へはこれと同時に測定した胸郭の動作波形もしくは呼吸流量波形を、呼吸と相関のある信号として入力した。また適応相関フィルタは入力を与えられる毎に逐次的に内部の重み係数を更新するが、これには Widrow-Hoff の LMS アルゴリズムを採用した。LMS アルゴリズムではフィルタの次数  $N$  及びフィルタの更新が行われる際のステップ幅を決定する適応係数  $\mu$  の二つのパラメータを予め設定しておく必要がある。これらのパラメータによって適応相関フィルタの追従特性及び収束誤差が決定されるために、これらの値の決定は重要である。

シミュレーションでは実測によって得られた心拍数変動波形から心拍数変動の低周波成分と呼吸性成分とを疑似的に発生し、これらの和を主入力とした。参照入力は同時に得た胸郭の変動波形を用いた。 $N$  及び  $\mu$  を変化させたときの適応相関フィルタからの出力を、疑似的な呼吸性成分と比較することによってフィルタの追従特性を求めた。

また実験では、一回換気量が一定の下での呼吸速度と呼吸性心拍変動のパワーの間には、Log-Log グラフ上において右下がりの直線関係があることを利用して、一回の測定で呼吸速度を次第に速くしたときに得られた呼吸性心拍変動と、呼吸速度一定の下で得られた呼吸性心拍変動とを比較することによって、フィルタの追従特性を求めた。

これらによるとフィルタの次数は20前後、収束定数は主入力のパワーをフィルタの次数で割った値の1/20付近で良好な追従特性が得られることが分かった。以上本章では適応相関フィルタの構成パラメータを決定した。これによって自由に呼吸を行った下での呼吸性心拍変動の検出が可能となった。

第四章では本研究の総括を行った。

本論文では運動などの安静時とは異なった生理状況下での心機能を測定するための手段の開発を行った。これらの手法を用い、心機能評価を目的とした手段の開発が今後の課題となろうが、運動中の測定によって従来より詳細な心機能の評価が可能となると考えられる。